




Disponible en ligne sur  
 ScienceDirect  
[www.sciencedirect.com](http://www.sciencedirect.com)

Elsevier Masson France  
 EM|consulte  
[www.em-consulte.com/en](http://www.em-consulte.com/en)



Annals of Physical and Rehabilitation Medicine 54 (2011) 337–347

Original article / Article original

# Efficiency of flexible derotator in walking cerebral palsy children

## *Étude de l'efficacité du dérotateur souple chez l'enfant paralysé cérébral marchant*

A. Marcucci<sup>a,\*</sup>, P. Edouard<sup>a,b</sup>, E. Loustalet<sup>c</sup>, M.-C. d'Anjou<sup>a</sup>, V. Gautheron<sup>a,b</sup>, F. Degache<sup>d</sup>

<sup>a</sup> Service de médecine physique et de réadaptation, hôpital de Bellevue, CHU de Saint-Étienne, boulevard Pasteur, 42055 Saint-Étienne cedex 02, France

<sup>b</sup> LPE EA 4338, laboratoire de physiologie de l'exercice, université de Lyon, 42055 Saint-Étienne, France

<sup>c</sup> Service enfants-adolescents, centre médico-chirurgical de réadaptation des massues, 92, rue Edmond-Locard, 69322 Lyon cedex 05, France

<sup>d</sup> Institute of Sport Sciences, Department of Physiology, Faculty of Biology and Medicine, University of Lausanne, bâtiment Vidy, 1015, Lausanne, Switzerland

Received 6 July 2010; accepted 25 July 2011

### Abstract

**Introduction.** – The flexible derotator is one of the therapeutic resources used to combat primary and secondary abnormalities in walking cerebral palsy children. It was developed to reduce abnormal femoral and tibial torsions and lessen the latter's negative functional impact.

**Objective.** – To determine the effect of wearing a flexible derotator on anatomic and functional parameters in walking cerebral palsy children.

**Methods.** – We performed a retrospective study of walking cerebral palsy children by gathering data on bone-related parameters (femoral and tibial torsion) and functional parameters (distance and speed gait, and the energy expenditure index (EEI)). Fifteen walking cerebral palsy children were treated with the flexible derotator for one year and 15 untreated walking cerebral palsy children were included as controls. The two groups were compared in terms of the various parameters' change over time between the initial examination (the last examination prior to the start of the study or prior to use of the flexible derotator) and the final examination (after one year of follow-up).

**Results.** – Right femoral anteversion and right and left external tibial torsion improved. There was a significant increase in distance and speed gait and a decrease in the EEI in walking cerebral palsy children.

**Conclusion.** – Our retrospective study revealed a significant improvement in functional parameters in children with cerebral palsy, as a result of wearing the flexible derotator for at least 6 hours a day for a year. Bone parameters only improved slightly. Use of the flexible derotator could improve these children's quality of life.

© 2011 Elsevier Masson SAS. All rights reserved.

**Keywords:** Cerebral palsy; Flexible derotator; Bone torsion; Orthosis; Gait

### Résumé

**Introduction.** – Parmi les moyens thérapeutiques disponibles pour lutter contre les anomalies primaires et secondaires chez les enfants paralysés cérébraux marchants (EPCM), le dérotateur souple a été développé pour réduire les phénomènes de torsions osseuses fémorales et tibiales anormales ainsi que leurs conséquences fonctionnelles.

**Objectif.** – Déterminer l'efficacité sur le plan osseux et fonctionnel du dérotateur souple chez l'EPCM.

**Méthodes.** – Un recueil rétrospectif de données concernant des EPCM a été réalisé sur les paramètres osseux (torsion fémorale et tibiale) et fonctionnels (périmètre et vitesse de marche sur 5 minutes, Indice de Dépense Énergétique (IDE)). Quinze EPCM traités avec le dérotateur souple durant un an, et 15 EPCM non traités ont été inclus dans cette étude. Les paramètres du bilan initial (bilan le plus récent réalisé avant le début de l'étude, ou à la mise en place du dérotateur souple) et du bilan final (bilan réalisé un an après le début du suivi) ont été analysés comparativement dans les deux groupes.

**Résultats.** – Il existait une amélioration de l'antéversion fémorale droite, de la torsion tibiale externe droite et gauche, une augmentation significative du périmètre et de la vitesse de marche, et une diminution de l'IDE chez les EPCM.

\* Corresponding author.

E-mail address: [anais.marcucci@voila.fr](mailto:anais.marcucci@voila.fr) (A. Marcucci).

**Conclusion.** – Cette étude rétrospective rapportait une amélioration significative des paramètres fonctionnels chez les enfants paralysés cérébraux ayant porté le dérotateur souple quotidiennement six heures par jour pendant un an, mais une faible amélioration des paramètres osseux. Cela pourrait ainsi améliorer la qualité de vie de l'enfant.

© 2011 Elsevier Masson SAS. Tous droits réservés.

**Mots clés :** Paralysie cérébrale ; Dérotateur souple ; Torsion osseuse ; Appareillage ; Marche

## 1. English version

### 1.1. Introduction

Children with cerebral palsy present many impairments due to brain damage suffered during pregnancy and/or the perinatal period [1,10,16]. The initial neurological lesions do not worsen over time. However, the resulting neuromuscular imbalances (motor handicaps, muscle imbalance and spasticity) and motor control disorders (referred to as primary abnormalities) prompt the appearance of new impairments which do worsen over time (notably during growth). These new impairments are referred to as secondary abnormalities (musculoskeletal deformations) and tertiary abnormalities (very adverse gait disorders and compensations) [10,13,15,16]. The therapeutic goal (particularly in ambulatory children with cerebral palsy) is to combat primary abnormalities and attempt to prevent and treat secondary and tertiary abnormalities [10,13,15,16].

The musculoskeletal deformations notably include excessive femoral anteversion and internal hip rotation. This femoral rotation disorder is triggered by spasticity and musculotendinous retraction of the hip rotators [8]. Several treatment approaches are currently available for reducing or correcting the excess rotation, depending on the predominating abnormality [2,10]: injection of botulinum toxin into the spastic muscles [5], tenotomy of the retracted muscles and derotation osteotomy [4]. Indeed, these individual approaches can be combined into a complex programme of multisite surgery once the child has stopped growing [12]. A physiotherapeutic treatment approach has been extensively developed by Le Métayer [11], which particularly insists on the muscle relaxation obtained by the use of inhibition techniques, posture in a relaxed position and work on restoring innate neuromotor behaviour.

An orthosis (the flexible femur derotator [3]) was recently designed by J. Reydelet with the intention of reducing axial femoral and tibial bone torsion and limiting the latter's negative functional impact [3]. The device is intended to replace the use of rigid derotators, which are no longer used in view of the constraints on the child, limiting joint amplitudes and leading to abnormal poorly functional gait [3]. The flexible derotator was designed to reduce the occurrence of rotational disorders and bone torsion during growth and thus improve the quality of the child's gait in general and decrease energy expenditure during effort in particular. This improvement is obtained by modifying the biomechanics of gait: the orthosis is designed to facilitate hip extension and knee joint locking, decrease the likelihood of scissor gait and limit excessive internal or external hip rotation [3]. This new orthosis is better tolerated than older models by virtue of its fully elastic, flexible textile-like structure.

To our knowledge, the use of the flexible derotator and its impact on femoral torsion have not yet been studied. The present study therefore sought to determine whether the flexible derotator reduces rotational disorders of the femur and tibia in walking cerebral palsy children and whether it has a functional impact on gait parameters and energy expenditure.

### 1.2. Material and methods

This retrospective study was performed by examining the medical records of patients treated in the paediatric unit of a specialist physical and rehabilitation medicine (PRM) clinic.

#### 1.2.1. Material: description of the flexible hip derotator

The flexible derotator is a custom-designed item of clothing constituted by an abdominal belt and two neoprene thigh bands (or shorts) (Fig. 1). Neoprene is an elastic, compressive material which adheres to the skin and thus stops the orthosis from slipping during gait. The orthosis is custom-made, in order to avoid pressure points. Two straps are attached to the abdominal belt and the two thigh bands. The straps can be made of (i) neoprene if significant rotational correction is required or (ii) a more flexible and less restrictive elastic fabric if a lesser degree of correction is sufficient. The straps are placed in a spiral position, in order to prevent poor posture. If medial femur rotation is present, the orthosis is expected to induce a movement which counters poor posture, i.e. external hip rotation so that the leg segment remains in the sagittal plane. If lateral femoral torsion is present, the force exerted by the orthosis should induce internal hip rotation. These lines of force are shown in Fig. 2.

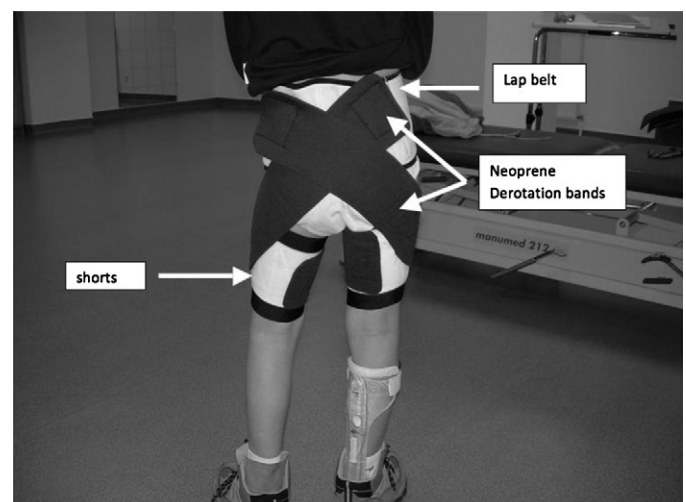


Fig. 1. An illustration of the flexible derotator.



Fig. 2. Fitting of the flexible derotator and its lines of force.

A. Proximal point of attachment with Velcro to the lower half of the posterior aspect of the thigh. B. Horizontal vector of force along the antero-external aspect of the thigh, so as not to induce hip flexion. C. Force vector oriented so as to counter the poor posture (after having moved through the grand trochanter in order not to induce hip flexion) or even to promote hip extension. D. Distal point of attachment near the contralateral sacroiliac joint. E. The straps must always be attached to the two legs, even if only one limb is affected. F. End of the fitting procedure.

✕ (white cross on the Figure) point of attachment with Velcro.

.....➔ Force vector.

● Position of the grand trochanter.

The orthosis must be fitted symmetrically in all cases - even for a unilateral disorder. In fact, if the flexible derotator is used on one leg only, the torsion component induced by the orthosis would be compensated for by homolateral rotation of the pelvis. Moreover, it is very important to consider morphostatic aspects in all three spatial planes because the straps' force vectors can induce poor posture.

If required, the flexible derotator can be adjusted from the femur to a tibial segment. To this end, a Velcro patch is placed on a lower leg brace (notably "lift" braces). This enables a strap to be attached between the brace (usually on the posterior

aspect) and the thigh band. The orthosis is then fitted as described above, depending on whether the rotation is medial or lateral.

The participants wore the derotator for at least 6 hours a day [14].

#### 1.2.2. Population

The patients included in this study were walking children (aged from 6 to 9) with cerebral palsy and clinically significant rotational disorders. The children had been monitored for at least one year in a paediatric PRM unit.

The study population comprised two groups:

- a flexible derotator group (the “FD group”) of 15 walking children (9 boys and 6 girls) with cerebral palsy and who wore the flexible derotator for 6 hours a day throughout the study. There were 11 spastic diplegic children, one right-side hemiplegic child and three tetraparetic children. The mean ( $\pm$  SD) age was  $8 \pm 1.4$  (range: 6–9). One other child was immediately excluded from the FD group because skin irritation prompted the abandonment of the derotator on the first day of use;
- a control group of 15 walking children (8 boys and 7 girls) with cerebral palsy and who did not wear a flexible derotator: 11 spastic diplegic children, two right-side hemiplegic children, one tetraparetic child and one triplegic child. The mean ( $\pm$  SD) age was  $8 \pm 1$  (range: 6–9).

The two groups were constituted retrospectively. The indication for use of the flexible derotator was the presence of rotational disorders with a functional impact on gait quality and efficiency in a prepubertal child in whom spasticity was graded below 4 on the modified Ashworth scale.

There were no significant differences between the two groups in terms of mean age, gender distribution, systematic clinical follow-up (between 1 and 3 visits a year), mean Gross Motor Function Measure score, mean Gillette score and spasticity on the modified Ashworth scale.

#### 1.2.3. Evaluation tools

The various bone-related and functional parameters studied here are specified in Table 1. These data were collected retrospectively from the patients’ medical records and physiotherapy reports. Bone parameters were measured according to Viehweger et al.’s guidelines [16]. Gait distance

and speed were measured during a 5-minute gait test during which the child had to walk up and down a 20-metre test track as many times as possible. The gait distance was thus recorded and the average gait speed was calculated. The child’s heart rate was measured immediately after the end of the 5-minute test so that the energy expenditure index (EEI) could be calculated according to following equation:  $EEI = \text{heart rate/average speed}$ .

Tolerance issues related to use of the orthosis during the treatment period (irritation, skin damage, overheating, psychological problems, etc.) were identified in the participants’ medical records.

#### 1.2.4. Statistical analyses

For each patient, we took account of the parameters recorded during the initial examination (corresponding to the last examination prior to the start of the study for the control group or prior to initiation of flexible derotator use for the FD group) and the final examination (performed at the end of the study, i.e. after one year of orthosis use in the FD group and after one year of follow-up in the control group).

Mean values and standard deviations were calculated for all measured and calculated variables. A test of normality was performed for each parameter, with calculation of a skewness coefficient for the distribution’s asymmetry and a kurtosis coefficient for its flatness. For each parameter, the effects of the “treatment” (use of a flexible derotator orthosis vs. no orthosis) and “time” factors (initial examination vs. final examination) were examined in a two-way repeated measures analysis of variance (ANOVA) and then (if the result reached the significance threshold) a Student’s t-test. All analyses were performed with Statview® software (Version 5.0, SAS Institute Inc., Cary, NC, USA). The significance threshold was set to  $P < 0.05$ .

Table 1  
Descriptions of the bone-related and functional parameters collected from medical records in the present study. Measurement methods and reference values.

	Descriptions and measurements	Reference values
<i>Bone parameter [16]</i>		
Femoral anteversion	Measured in the prone position, with the knee flexed at 90°. One palpates the greater trochanter and then applies internal hip rotation while holding the malleoli. When the greater trochanter moves under the fingers, the movement is stopped and one measures the angle between the axis of the limb segment and the vertical axe	The usual mean femoral anteversion for children of this age (6 to 9) ranges from 20° to 25° [9]
Thigh/foot angle	The child lies in the prone position, with the hip extended and the knee flexed at 30°. One measures the angle between the axis of the foot and that of the thigh	
External tibial torsion	The child sits on the edge of a table, with his/her legs hanging down. The internal tibial torsion corresponds to the angle between the bimalleolar axis and the horizontal axis	This parameter normally varies from 0° to 20° during growth
Internal tibial torsion	The measurement is performed in the same way as for external tibial torsion	
<i>Functional parameters</i>		
Number of metres covered during the 5-min gait test	Enables definition of the number of metres that the child can cover during five minutes	
Energy expenditure index	This is the ratio between the heart rate and the average speed. It enables evaluation of a potential improvement in energy efficiency during gait with the orthosis	2.09 ( $< 0.32$ ) between 6 and 7 years of age, 2.01 ( $< 0.27$ ) between 7 and 8 years of age, 1.91 ( $\pm 0.26$ ) between 8 and 9 years of age [7]



### 1.3. Results

The mean values of the study's descriptive parameters are reported in Table 2. The interaction between the “treatment” and “time” factors was significant for right femoral anteversion, the left-side thigh/foot angle, left external tibial torsion and the gait distance and speed. The “treatment” effect was not significant for any of the parameters. The “time” effect was significant for left external tibial torsion and the gait distance and speed.

Concerning the “treatment” effect, the only differences between the FD group and the control group related to right femoral anteversion and right external tibial torsion ( $P < 0.05$ ) (Table 2). Concerning the “time” effect, the FD group showed a significant post-treatment decrease in right femoral anteversion and right and left external tibial torsion ( $P < 0.05$ ), a significant increase in gait distance and speed ( $P < 0.05$ ) and a significant decrease in the EEI ( $P < 0.05$ ). In the control group, there were no differences between the initial and final examinations (Table 2). In terms of the tolerance of flexible derotator use, we did not identify any orthosis-related safety problems in the participants' medical records.

### 1.4. Discussion

The main findings of the present study revealed a significant improvement in functional parameters (distance and speed in a 5-minute gait test and the EEI) in walking cerebral palsy children who had worn a flexible derotator for 6 hours a day for one year. However, there was only a slight improvement in bone-related parameters (femoral and tibial rotation disorders). These results suggest that the derotator has a positive functional impact in walking cerebral palsy children but do not enable us to affirm that there were reductions in spasticity-induced excessive femur and tibia torsions. A certain number of methodological limitations may explain these findings. Firstly, the small study population, the retrospective design, the historical comparison, the patients' age (between childhood and adolescence) and the clinical angle measurements (which are less accurate than those obtained by magnetic resonance imaging, for example) may have lessened the study's ability to reveal slight anatomical changes and inter-group angle differences at the initial examination. The 1-year period of treatment with the flexible derotator was probably too short, relative to long-term changes in bone parameters.

The treatment of musculoskeletal abnormalities in children with cerebral palsy must focus on one or several aspects of the condition: spasticity, motor impairments, muscle contraction, static or dynamic joint deformations, rotation disorders and motor command abnormalities [10,15]. Currently available therapeutic options mostly combine physiotherapy, orally administered or injectable drugs, orthoses and surgery as a function of the child's age, development stage and functional level [10,15]. The current consensus is that non-surgical techniques are preferable up until the age of 8. It appears that the use of surgery strategies increases after this age [10,15]. In fact, secondary abnormalities appear progressively and worsen

Table 2

Mean values for the bone and functional parameters evaluated in the present study.

	Initial examination	Final examination
<i>Bone parameters (in degrees)</i>		
Left femoral anteversion		
FD group	36.3 ± 11.1	33.3 ± 7.5
Control group	36.0 ± 11.7	36.7 ± 12.1
Right femoral anteversion		
FD group	42.7 ± 7.3 <sup>a,b</sup>	37.7 ± 8.2 <sup>a</sup>
Control group	35.3 ± 9.5 <sup>b</sup>	35.7 ± 9.0
Left-side thigh/foot angle		
FD group	2.7 ± 8.2	3.7 ± 6.9
Control group	7.3 ± 8.2	1.3 ± 11.1
Right-side thigh/foot angle		
FD group	6.7 ± 5.6	6.3 ± 5.5
Control group	6.3 ± 8.1	4.3 ± 6.8
Left external tibial torsion		
FD group	18.2 ± 9.9 <sup>a</sup>	14.7 ± 9.5 <sup>a</sup>
Control group	11.3 ± 9.9	13.1 ± 9.7
Right external tibial torsion		
FD group	23.3 ± 8.8 <sup>a,b</sup>	17.7 ± 9.8 <sup>a</sup>
Control group	16.3 ± 9.7 <sup>b</sup>	14.6 ± 8.7
<i>Functional parameters</i>		
Gait distance (m)		
FD group	238.1 ± 55.0 <sup>a</sup>	265.5 ± 58.6 <sup>a</sup>
Control group	247.2 ± 97.4	242.6 ± 106.3
Mean gait speed (m/min)		
FD group	47.6 ± 11.0 <sup>a</sup>	53.1 ± 11.7 <sup>a</sup>
Control group	49.7 ± 19.2	50.1 ± 21.7
EEI (beats/m)		
FD group	2.8 ± 1.0 <sup>a</sup>	2.7 ± 0.8 <sup>a</sup>
Control group	3.5 ± 2.7	4.8 ± 7.4

EEI: energy expenditure index; FD: flexible derotator.

<sup>a</sup> Significant difference between the initial and final examinations.

<sup>b</sup> Significant difference between the FD group and control group.

slowly with age until adolescence, when they become most evident (because the bone and muscle growth rates differ [10,15]). In the present study, the mean age was 8; the children were at a key period in their growth, during which the leg length increases by 2 to 3 cm a year (with 60% of the growth due to the femur and 40% due to the tibia [6]). Hence, therapeutic management with non-surgical techniques (such as an orthosis) appears to be well suited to the population studied here. However, it would doubtless be of value to study the flexible derotator's efficacy in a population of younger children with cerebral palsy (aged from 4 to 6, for example) and over a longer period (from childhood through to adolescence), in order to better assess the device's safety and its potential effects on bone deformations (although the derotator was not designed with that objective [3]). Since the optimal strategy for therapeutic management of children with cerebral palsy should be as non-invasive, beneficial and cost-effective as possible [10], our present encouraging results (if confirmed in further studies) suggest that the flexible derotator could well become a therapeutic tool of choice.

The scientific literature concerning the efficacy of orthoses in children with cerebral palsy is sparse and, to

the best of our knowledge, there are no reports on use of the flexible derotator. It appears that the flexible derotator can improve functional capacities in walking children with cerebral palsy by improving certain biomechanical gait parameters and by decreasing energy expenditure during effort [3]. Our present results reveal that the flexible derotator results in a significant increase in the distance and speed gait and thus tend to confirm the biomechanical hypotheses formulated by the device's designer [3]. Moreover, our results show a decrease in the EEI, which suggests an improvement in gait efficiency. An increase in the gait distance and a decrease in energy expenditure may constitute arguments in favour of greater comfort and thus quality of life for the child. It would be certainly interesting to (i) analyze the dynamic aspects of movement and assess biomechanical gains in a quantitative gait analysis (on a treadmill or with video analysis) and (ii) more accurately determine variations in cardiac and metabolic abilities during effort and their relationship to flexible derotator use. Moreover, it would be relevant to analyze the effect of wearing the flexible derotator on rehabilitation and the neuro-orthopaedic aspects of gait. From a biomechanical standpoint, the flexible derotator seeks to correct the position of the affected limb in the three spatial planes and to realign the leg. The flexible derotator can be prescribed to patients with axial impairments in the frontal plane or those needing to limit poor posture in the sagittal plane (such as excessive or insufficient hip and knee flexion [10,16]).

The present study found that the flexible derotator was well tolerated by users, except for the fact that one child was not included in the study because of immediate skin irritation. We conclude that the orthosis was well tolerated in this series. However, some users stated that prolonged use of the orthosis complicated basic hygiene (urination and defecation). It seems that even though derotators are attractive therapeutic resources with a good risk-benefit ratio [10], practical issues with toileting reduce the frequency of use of these devices. Lastly, it would be interesting to collect some practical data on the time needed to fit the orthosis, difficulties encountered in daily living, reasons for abandoning use of the derotator and the orthosis' psychological impact and effects on quality of life (difficulties, frustration, self-consciousness) in children with cerebral palsy and their families.

### 1.5. Conclusion

This retrospective study revealed a significant improvement in functional parameters (gait distance and speed and the EEI) in children with cerebral palsy having worn a flexible derotator for 6 hours a day for a year. However, there was only a slight improvement in bone-related parameters (femoral and tibial rotation disorders). The functional improvement (i.e. greater gait efficiency) might improve the child's quality of life. The flexible derotator's efficacy merits further investigation in a prospective study of a larger number of children, with a qualitative analysis of dynamic

gait parameters and the orthosis' impact on long-term improvements in quality of life.

### Disclosure of interest

The authors declare that they have no conflicts of interest concerning this article.

## 2. Version française

### 2.1. Introduction

L'enfant paralysé cérébral (PC) présente de nombreuses déficiences dues à des lésions cérébrales apparues durant la grossesse et/ou à la période périnatale [1,10,16]. Les lésions neurologiques initiales ne sont pas évolutives. Cependant, les déséquilibres neuromusculaires (déficit moteur, déséquilibre musculaire, spasticité) et les troubles de la commande, dénommés anomalies primaires, qui en découlent sont responsables de l'apparition de nouvelles déficiences qui évoluent avec le temps, notamment pendant la croissance. Ces nouvelles déficiences sont dénommées anomalies secondaires (déformations musculo-squelettiques) et anomalies tertiaires (compensations, troubles de marche très indésirables) [10,13,15,16]. L'objectif thérapeutique, en particulier chez l'enfant PC marchant, est de lutter contre les anomalies primaires, et d'essayer de prévenir et traiter les anomalies secondaires et tertiaires [10,13,15,16].

Parmi les déformations musculo-squelettiques, on note un excès d'antéversion fémorale, associé à une rotation interne de hanche trop importante. Ce trouble de la rotation fémorale est déclenché par la spasticité et les rétractions musculo-tendineuses des muscles rotateurs de hanche [8]. Plusieurs prises en charge thérapeutiques sont proposées à ce jour pour lutter ou corriger au mieux cet excès de rotation ; elles dépendent du type d'anomalies prédominant [2,10] : l'injection de toxine botulique dans les muscles spastiques [5], la ténotomie des muscles rétractés, l'ostéotomie de dérotation [4], l'ensemble pouvant intégrer un programme complexe de chirurgie multi-sites en fin de croissance [12]. La prise en charge en kinésithérapie, a été bien développée par Le Métayer [11], qui insiste en particulier sur la décontraction musculaire obtenue par les techniques d'inhibition, les postures en position relâchée, et le travail de restauration de comportements neuro-moteurs innés.

Un appareillage, le dérotateur souple de fémur [3], a été conçu récemment par J. Reydelet (prix du CDI 1999) afin de réduire les phénomènes de torsion osseuse axiale, fémorale et tibiale, et limiter leurs conséquences fonctionnelles [3]. Il a pour objectif de remplacer le dérotateur rigide, qui n'est plus utilisé à ce jour car il était trop contraignant pour l'enfant, limitant les amplitudes articulaires, et entraînant une marche non physiologique et peu fonctionnelle [3]. Le dérotateur souple a été conçu pour limiter l'incidence des troubles rotationnels et de torsion osseuse au cours de la croissance afin d'améliorer la qualité de la marche de l'enfant, et notamment diminuer sa dépense énergétique au cours de l'effort. Cette

amélioration de la marche est obtenue par la modification de ses conditions biomécaniques : l'orthèse a pour but de faciliter l'extension de hanche et le verrouillage du genou, diminuer le croisement des membres inférieurs lors de la marche, et limiter l'excès de rotation interne ou externe de hanche [3]. Ce nouvel appareillage est mieux toléré que les modèles plus anciens en raison de sa structure textile exclusivement élastique et souple.

À notre connaissance, aucune étude n'a encore rapporté l'expérience de l'utilisation de cet appareillage et les résultats du traitement de la torsion fémorale par le dérotateur souple. Le but de cette étude a été donc de déterminer (1) si le dérotateur souple réduit les troubles rotationnels du fémur et du tibia, de l'enfant PC marchant, et (2) s'il entraîne chez lui un retentissement fonctionnel sur les composantes de sa marche et de sa dépense énergétique.

## 2.2. Matériel et méthodes

Il s'agit d'une étude rétrospective qui a été réalisée à partir des dossiers des patients ayant été pris en charge à l'unité de pédiatrie dans un établissement spécialisé de MPR.

### 2.2.1. Matériel : description du dérotateur souple de hanche

Le dérotateur souple est un vêtement sur mesure constitué d'une ceinture abdominale et de deux cuissards en néoprène (Fig. 1). Le néoprène est un tissu élastique compressif qui adhère à la peau et évite ainsi le glissement de l'appareillage pendant le mouvement durant la marche. La réalisation de l'appareillage est faite sur mesure, pour ne pas créer de point d'appui. À partir de la ceinture abdominale et des deux cuissards, on ajoute deux sangles, soit en néoprène si la correction de rotation souhaitée est importante, soit en tissu élastique, plus souple et moins contraignant si la correction souhaitée est moins forte. Les sangles sont installées selon une disposition hélicoïdale de façon à lutter contre les attitudes vicieuses. Si la rotation du fémur est médiale, l'effet attendu est d'induire un mouvement contraire à l'attitude vicieuse, c'est-à-dire dans le sens d'une rotation externe de hanche, afin de replacer le segment jambier dans l'axe sagittal. Si la torsion fémorale est latérale, la force exercée par l'appareillage devra induire un mouvement de rotation interne de hanche. Ces lignes de forces sont détaillées dans la Fig. 2.

Dans tous les cas, l'appareillage doit être installé de façon symétrique même en cas d'atteinte unilatérale. En effet, si on installait le dérotateur souple sur un seul membre inférieur, la composante de torsion induite par l'appareillage serait compensée par une rotation homolatérale du bassin. De plus, il est très important de considérer l'aspect morpho-statique dans les trois plans de l'espace, car les vecteurs de force des sangles pourraient induire des attitudes vicieuses.

On peut adapter le dérotateur souple de fémur au segment tibial. On pose alors un Velcro sur une attelle de marche telle que les attelles de type « releveurs », les attelles antérieures ou postérieures. Cela permet de tendre une sangle de l'attelle (le plus souvent à la face postérieure) jusqu'au cuissard.

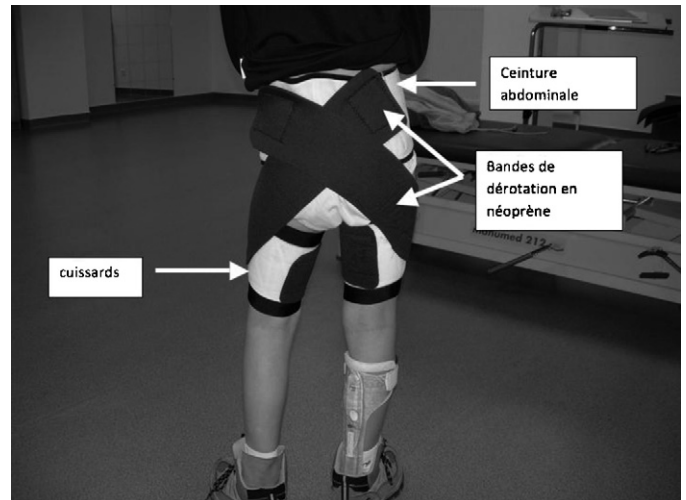


Fig. 1. Illustration du dérotateur souple.

L'installation sera identique à la description précédente, selon que la rotation est médiale ou latérale.

Le dérotateur est porté tous les jours au minimum 6 heures par jour par l'enfant [14].

### 2.2.2. Population

Les patients inclus dans cette étude étaient : des enfants PC marchants, ayant des troubles rotationnels cliniques, âgés de six à neuf ans, suivis pendant au moins un an dans l'unité de MPR pédiatrique.

La population est constituée de deux groupes :

- Groupe traité par Dérotateur Souple (GDS) constitué d'enfants PC marchants qui ont porté le dérotateur souple durant leur prise en charge, constitué de 15 patients, neuf garçons et de six filles : 11 enfants diplégiques spastiques, 1 enfant hémiplegique droit, et trois enfants tétraparétiques. La moyenne d'âge était de  $8 \pm 1,4$  ans (de 6 à 9 ans) ; à noter qu'un enfant n'a pas été inclus dans GDS, car il a immédiatement abandonné le dérotateur (porté 1 jour) à cause d'une irritation cutanée ;
- groupe témoin (GC) constitué d'enfants PC marchants n'ayant pas été appareillés par un dérotateur souple, constitué de 15 patients, huit garçons et de sept filles : 11 enfants diplégiques spastiques, deux enfants hémiplegiques droits, un enfant tétraparétique, et un enfant triplégique. La moyenne d'âge était de  $8 \pm 1$  ans (de 6 à 9 ans).

Les deux groupes ont été constitués de manière historique. L'indication du dérotateur souple était la présence de troubles rotationnels avec un spasticité inférieure à 4 sur l'échelle d'Ashworth modifiée, ayant un retentissement fonctionnel sur la qualité et le rendement de la marche, chez un enfant en phase pré-pubertaire.

Il n'y avait pas de différence significative entre les deux groupes en terme de moyenne d'âge, de répartition de sexes, de suivi clinique systématique (1 à 3 visites par an), de score moyen d'EMFG (évaluation motrice fonctionnelle globale), de



Fig. 2. Mise en place et ligne de force du dérotateur souple.

A. Point d'attache proximal avec Velcro à la moitié inférieure de la face postérieure de la cuisse. B. Vecteur de force horizontal le long de la face antéro-externe de la cuisse pour ne pas induire une flexion de hanche. C. Vecteur de force orienté dans le sens inverse de l'attitude vicieuse, après avoir dépassé le grand trochanter, pour ne pas induire de flexion de hanche, voire même pour favoriser l'extension de hanche. D. Point d'attache distal au niveau de l'articulation sacro-iliaque controlatérale. E. Les sangles doivent toujours être posées sur les deux membres inférieurs, même si un seul un membre est atteint. F. Fin de la mise en place.

✕ (croix blanche sur la Figure) point d'attache avec Velcro.

.....➔ Vecteur force.

● Localisation du grand trochanter.

score moyen de Gillette, et au niveau de la spasticité côté par l'échelle d'Ashworth modifiée.

### 2.2.3. Outils d'évaluation

Différents paramètres osseux et fonctionnels ont été étudiés ; ils sont détaillés dans le [Tableau 1](#). Ces informations ont été recueillies de manière rétrospectives dans les dossiers médicaux et bilans kinésithérapiques des patients. Les paramètres osseux avaient été mesurés selon les recommandations de Viehweger et al. [16]. Le périmètre et la vitesse de marche ont été mesuré lors d'un test de marche de 5 minutes,

durant lequel l'enfant devait réaliser le maximum d'aller et retour sur une distance de 20 mètres. La distance de marche a ainsi été mesurée et la vitesse moyenne de marche calculée. La fréquence cardiaque a été mesurée immédiatement à la fin du test de 5 minutes permettant de calculer l'index de dépense énergétique (IDE) par la formule suivante : Fréquence cardiaque/Vitesse moyenne.

Les problèmes de tolérance du port de l'appareillage (irritation, perte de l'intégrité cutanée, chaleur excessive, préjudice psychologique) ont été enregistré à partir des dossiers médicaux durant toute la durée du traitement.



Tableau 1

Descriptions des paramètres osseux et fonctionnels recueillis dans les dossiers médicaux et utilisés dans cette étude, ainsi que leur méthode de mesure et leurs normes.

	Descriptions et mesures	Normes
<i>Paramètres osseux</i> [16]		
Antéversion fémorale	Mesurée en décubitus ventral, genou fléchi à 90°. On palpe le grand trochanter, puis on applique une rotation interne de hanche, avec une prise mobilisatrice au niveau des malléoles. Lorsque l'on sent le grand trochanter se dérober sous nos doigts, on stoppe la mobilisation et on mesure l'angle formé par l'axe du segment jambier avec l'axe vertical	L'antéversion fémorale moyenne normale pour un enfant âgé de 6 à 9 ans est de 20 à 25° [9]
Angle cuisse/pied	L'enfant est en décubitus ventral, la hanche est en extension et le genou à 30° de flexion. On mesure l'angle formé par l'axe du pied avec l'axe de la cuisse	
Torsion tibiale externe	L'enfant est assis en bord de table jambes pendantes. La torsion tibiale interne correspond à l'angle mesuré entre l'axe bi-malléolaire et l'horizontale. La valeur normale est de 20°	L'évolution normale se fait de 0° à 20° durant la croissance
Torsion tibiale interne	La mesure est réalisée de la même manière que pour la torsion tibiale externe	
<i>Paramètres fonctionnels</i>		
Nombre de mètres parcourus au test de marche de cinq minutes	Permet de définir le nombre de mètres que peut parcourir l'enfant durant cinq minutes	
Index de dépense énergétique	C'est le ratio de la fréquence cardiaque sur la vitesse moyenne. Il permet d'évaluer l'éventuel gain énergétique apporté lors de la marche avec appareillage	2,09 (< 0,32) entre 6 et 7 ans, 2,01 (< 0,27) entre 7 et 8 ans, 1,91 (± 0,26) entre 8 et 9 ans, 1,77 (± 0,19) [7]

#### 2.2.4. Analyses statistiques

Pour chaque patient, ont été pris en compte les paramètres du bilan initial, qui correspond au bilan le plus récent réalisé avant le début de l'étude pour le GC ou la mise en place du dérotateur souple pour le GDS, et du bilan final qui correspond au bilan réalisé à la fin de l'étude soit un an après le début du port de l'appareillage pour le GDS, et après un an de suivi pour le GC.

Les moyennes et écart types ont été calculés pour toutes les variables mesurées et calculées. Pour chaque paramètre, un test de normalité a été réalisé avec le coefficient de Skewness pour l'asymétrie de la distribution, et le coefficient de Kurtosis pour l'aplatissement de la distribution. Pour chaque paramètre, l'effet « traitement » (appareillage par dérotateur souple vs. pas d'appareillage) et l'effet « temps » (bilan initial vs. bilan final) ont été analysés par une ANOVA à deux facteurs, à mesure répétées, complétés par un t-test de Student lorsqu'un seuil significatif était atteint. Les analyses ont été réalisées avec le logiciel Statview® (Version 5.0, SAS Institute Inc., Cary, NC). Le seuil de significativité était fixé à  $p < 0,05$ .

#### 2.3. Résultats

Les valeurs moyennes descriptives des paramètres étudiés ont été reportées dans le [Tableau 2](#).

L'interaction entre les deux facteurs (« traitement » et « temps ») était significative pour l'antéversion fémorale droite, l'angle cuisse/pied gauche, la torsion tibiale externe gauche, le périmètre et la vitesse de marche. L'effet « traitement » n'était pas significatif pour chaque paramètre. L'effet « temps » était significatif pour la torsion tibiale externe gauche, le périmètre et la vitesse de marche.

Tableau 2

Valeurs moyennes des paramètres osseux et fonctionnels évalués.

	Bilan initial	Bilan final
<i>Paramètres osseux (en degrés)</i>		
Antéversion fémorale gauche		
GDS	36,3 ± 11,1	33,3 ± 7,5
GC	36,0 ± 11,7	36,7 ± 12,1
Antéversion fémorale droite		
GDS	42,7 ± 7,3 <sup>a,b</sup>	37,7 ± 8,2 <sup>a</sup>
GC	35,3 ± 9,5 <sup>b</sup>	35,7 ± 9,0
Angle cuisse/pied gauche		
GDS	2,7 ± 8,2	3,7 ± 6,9
GC	7,3 ± 8,2	1,3 ± 11,1
Angle cuisse/pied droite		
GDS	6,7 ± 5,6	6,3 ± 5,5
GC	6,3 ± 8,1	4,3 ± 6,8
Torsion tibiale externe gauche		
GDS	18,2 ± 9,9 <sup>a</sup>	14,7 ± 9,5 <sup>a</sup>
GC	11,3 ± 9,9	13,1 ± 9,7
Torsion tibiale externe droite		
GDS	23,3 ± 8,8 <sup>a,b</sup>	17,7 ± 9,8 <sup>a</sup>
GC	16,3 ± 9,7 <sup>b</sup>	14,6 ± 8,7
<i>Paramètres fonctionnels</i>		
Périmètre de marche (en m)		
GDS	238,1 ± 55,0 <sup>a</sup>	265,5 ± 58,6 <sup>a</sup>
GC	247,2 ± 97,4	242,6 ± 106,3
Vitesse (m/min)		
GDS	47,6 ± 11,0 <sup>a</sup>	53,1 ± 11,7 <sup>a</sup>
GC	49,7 ± 19,2	50,1 ± 21,7
IDE (battement/m)		
GDS	2,8 ± 1,0 <sup>a</sup>	2,7 ± 0,8 <sup>a</sup>
GC	3,5 ± 2,7	4,8 ± 7,4

GDS : groupe traité par dérotateur souple ; GC : groupe témoin ; IDE : indice de dépense énergétique.

<sup>a</sup> Différence significative entre le bilan initial et le bilan final.

<sup>b</sup> Différence significative entre les GDS et GC.

Concernant l'effet « traitement », il existait une différence entre le GDS et le GC uniquement pour l'antéversion fémorale droite et la torsion tibiale externe droite ( $p < 0,05$ ) (Tableau 2).

Concernant l'effet « temps », dans le GDS, il y avait une diminution significative de l'antéversion fémorale droite, de la torsion tibiale externe droite et gauche après traitement par dérotateur souple ( $p < 0,05$ ), une augmentation significative du périmètre et de la vitesse de marche ( $p < 0,05$ ), et une diminution de l'Indice de Dépense Énergétique ( $p < 0,05$ ). Dans le GC, il n'existait pas de différence entre le bilan initial et le bilan final (Tableau 2).

Concernant la tolérance du port du dérotateur souple, aucun problème de tolérance de l'appareillage n'a été enregistré dans les observations des dossiers cliniques des enfants inclus.

#### 2.4. Discussion

Les résultats de cette étude montrent une amélioration significative des paramètres fonctionnels (périmètre et vitesse de marche sur 5 minutes, et index de dépense énergétique) chez les enfants paralysés cérébraux ayant porté le dérotateur souple quotidiennement six heures par jour pendant un an, mais une faible amélioration des paramètres osseux (troubles de rotation fémorale et tibiale). Ces résultats vont dans le sens d'un apport potentiel du dérotateur sur les paramètres fonctionnels chez l'enfant PC marchant. Cependant, ils ne permettent pas d'affirmer qu'ils sont à l'origine de l'amélioration des torsions excessives exercées par la spasticité, sur le fémur et le tibia. Un certain nombre de limites méthodologiques explique ces résultats : tout d'abord le faible nombre de patients, le design rétrospectif et la comparaison historique, les mesures d'angle clinique moins précises que par technique d'imagerie type IRM pourraient limiter la mise en évidence de modifications anatomiques fines, les différences d'angulation entre les deux groupes lors du bilan initial, l'âge des patients charnière entre deux périodes (enfance et adolescence), puis le fait que la durée de traitement de un an avec le dérotateur souple est probablement trop courte par rapport à l'évolution sur le long terme des modifications osseuses.

Le traitement des anomalies musculo-squelettiques chez l'enfant paralysé cérébral, doit viser un ou plusieurs aspects pathologiques : la spasticité, la déficience motrice, les contractures musculaires, les déformations articulaires statiques ou dynamiques, les troubles de rotation et les anomalies du contrôle moteur [10,15]. Les différentes options thérapeutiques actuellement à notre disposition combinent le plus souvent la kinésithérapie, les médicaments per os ou injectables, les appareillages, et la chirurgie, en fonction de l'âge et du développement et du niveau fonctionnel de l'enfant [10,15]. Le consensus actuel établit que les techniques non-chirurgicales ont la préférence jusqu'à l'âge de 8 ans. Au delà, on note une augmentation du recours à la chirurgie parmi les stratégies thérapeutiques [10,15]. En effet, les anomalies secondaires apparaissent progressivement et évoluent lentement au fil des années jusqu'à l'adolescence, où elles sont les plus importantes car la croissance est inégale entre l'os et le muscle [10,15]. Dans notre étude, l'âge moyen

étant de 8 ans, les enfants sont à une période charnière de leur croissance, durant laquelle la croissance en longueur des membres inférieurs est de 2 à 3 cm par an, pour 60 % au fémur et 40 % au tibia [6]. Ainsi, la prise en charge thérapeutique par des techniques non-chirurgicales, telles que l'appareillage, semble bien adaptée à la population étudiée. Cependant, il serait sans doute pertinent d'étudier l'efficacité du dérotateur souple dans un échantillon d'enfants PC plus jeunes, soit dès quatre à six ans, et pendant une longue période allant de l'enfance à l'adolescence, afin de mieux évaluer sa tolérance, et son effet potentiel sur les déformations osseuses, bien qu'il n'ait pas été conçu pour cet objectif [3]. La meilleure stratégie de prise en charge de l'enfant paralysé cérébral étant la moins invasive et la moins coûteuse pour le meilleur bénéfice [10], le dérotateur souple pourrait bien devenir, au vu de ces résultats encourageants, et sous réserve d'études complémentaires confirmatives, un outil thérapeutique pertinent à privilégier.

La littérature scientifique concernant l'efficacité de l'appareillage chez l'enfant PC est pauvre, et à notre connaissance, aucune ne concerne l'utilisation du dérotateur souple. Il semble que le dérotateur souple puisse améliorer les capacités fonctionnelles de l'enfant PC marchant, en améliorant certains paramètres biomécaniques de sa marche et en diminuant sa dépense énergétique au cours de l'effort [3]. Les résultats de cette étude, en rapportant une augmentation significative de la distance et de la vitesse de marche obtenue avec le dérotateur souple tendent à confirmer les hypothèses biomécaniques formulées par son concepteur [3]. De plus, ces résultats rapportent une diminution de l'index de dépense énergétique, en faveur d'une amélioration du rendement de la marche. Une augmentation du périmètre de marche, ainsi qu'une diminution de la dépense énergétique peuvent constituer des arguments favorables à une amélioration du confort et donc de la qualité de vie de l'enfant. Il serait certainement intéressant d'analyser les aspects dynamiques du mouvement par l'analyse quantifiée de la marche (tapis de marche et vidéo) pour quantifier ces gains biomécaniques, et de déterminer de manière plus précise les variations de capacités cardiaques et métaboliques à l'effort avec le port du dérotateur souple. De plus, il serait pertinent d'analyser l'effet du port du dérotateur souple sur la prise en charge rééducative et les aspects neuro-orthopédiques de la marche. Du point de vue biomécanique, le dérotateur souple a pour objectif de corriger la position du membre pathologique dans les trois plans de l'espace et de ré-axer le membre inférieur. Il peut être proposé aux patients ayant des défauts d'axe dans le plan frontal, mais également pour limiter les attitudes vicieuses dans le plan sagittal, telles que les excès ou manque de flexion hanche et de genou [10,16].

Cette étude rapporte une bonne tolérance du dérotateur souple, hormis chez un enfant n'ayant pas été inclus dans l'étude car il a immédiatement abandonné le dérotateur à cause d'irritation cutanée. Nous pouvons en conclure une bonne tolérance de cet appareillage dans cette série. Cependant, la question de difficulté dans la réalisation des actes d'hygiène élémentaire (miction et selles) s'est parfois posée du fait du port

prolongé de l'appareillage. Ainsi, même si les dérotateurs sembleraient être un moyen thérapeutique intéressant compte tenu du rapport bénéfice/risque [10], il semblerait qu'en pratique ils soient faiblement utilisés à cause de ces problèmes pratiques lors des actes d'hygiène élémentaire. Il serait enfin intéressant de recueillir certaines données pratiques concernant le temps nécessaire à la mise en place de l'appareillage, les difficultés rencontrées au quotidien, les causes d'abandon du port de dérotateur, et pouvoir évaluer son impact psychologique et sur la qualité de vie (pénibilité, frustration, peur du regard des autres) que représente le port de cet appareillage chez l'enfant PC et son entourage.

## 2.5. Conclusion

Cette étude rétrospective rapporte une amélioration significative des paramètres fonctionnels (périmètre et vitesse de marche, et index de dépense énergétique) chez les enfants paralysés cérébraux ayant porté un dérotateur souple quotidiennement 6 heures par jour pendant un an, mais une faible amélioration des paramètres osseux (troubles de rotation fémorale et tibiale). L'amélioration fonctionnelle (meilleur rendement de la marche) pourrait ainsi améliorer la qualité de vie de l'enfant. Il semble donc pertinent de poursuivre l'évaluation, son efficacité par une étude prospective incluant un plus grand nombre d'enfants, et en analysant les aspects dynamiques de la marche par l'analyse quantifiée de la marche, et le retentissement du port de l'appareillage sur l'acquisition d'une meilleure qualité de vie de l'enfant à long terme.

## Déclaration d'intérêts

Les auteurs déclarent ne pas avoir de conflits d'intérêts en relation avec cet article.

## References

- [1] Amiel-Tison C. L'infirmité motrice d'origine cérébrale. Elsevier Masson; 1997.
- [2] Bérard C, Berruyer A, Chartier Y. La paralysie cérébrale de l'enfant. In: Guide de la consultation. Examen neuro-orthopédiques du tronc et des membres inférieurs. Sauramps Medical; 2008.
- [3] Bernard JC, Chaleat-Valayer E, Morel E, Loustalet E, Bard R, Milioni A, et al. Rééducation et appareillage fonctionnel de la marche après traitement par toxines botuliques. Enfants IMC avec capacités de déambulation. Lettre de MPR 2004;33.
- [4] Bernard JC, Morel E, Loustalet E. Rééducation après chirurgie fonctionnelle multisites de lutte contre la triple flexion chez des enfants IMC marchant ou déambulant. Analyse statistique des résultats à court et moyen terme. In: La marche de l'infirme moteur cérébral : enfant et adulte. Springer; 2005.
- [5] Bertrand H, Forin V. Botulinum toxin type A in children: evaluation of indications with a review of the literature. Ann Readapt Med Phys 2003;46:346–52.
- [6] Cahuzac JP, Mansat C. La morphogénèse : l'importance du mouvement. La lettre l'observatoire du mouvement 2005;14:1–12.
- [7] Cristol. Évaluation fonctionnelle de la marche par l'index de dépense énergétique. Valeurs de référence chez l'enfant. Ann Readapt Med Phys 1998;41:429–33.
- [8] Fabry G, Cheng LX, Molenaers G. Normal and abnormal torsional development in children. Clin Orthop Relat Res 1994;22–6.
- [9] Gormand E, Barral F, Roussille M, Bochu M, Fournet-Fayard J, Kholer R. Comparison between ultrasonic and X-ray computed tomographic measurements of femoral antetorsion in children. J Radiol 1985;66:789–92.
- [10] Koman LA, Smith BP, Shilt JS. Cerebral palsy. Lancet 2004;363:1619–31.
- [11] Le Metayer M. Kinésithérapie pédiatrique. Elsevier Masson; 1993.
- [12] Lebarbier P, Ursei M. Chirurgie multi-sites chez le paralysé cérébral marchant ou à potentiel de marche. In: EMC : techniques chirurgicales–orthopédie–traumatologie. Paris: Elsevier Masson SAS; 2009 pp. 44–533.
- [13] Li YH, Leong JC. Intoeing gait in children. Hong Kong Med J 1999;5: 360–6.
- [14] Morel E, Bernard JC, Chaleat-Valayer E, Loustalet E, Bard R, Milioni A. Injections multisites de toxine botulique chez l'enfant infirme moteur cérébral : rééducation et appareillage. Kinésithérapie Ann 2004;32:33:15–36.
- [15] Papavasiliou AS. Management of motor problems in cerebral palsy: a critical update for the clinician. Eur J Paediatr Neurol 2009;13:387–96.
- [16] Viehweger E, Berard C, Berruyer A, Simeoni MC. Testing range of motion in cerebral palsy. Ann Readapt Med Phys 2007;50:258–65.